

EEG rod type instrument for medical and veterinary use, especially for examination of possibly BSE infected cattle**Publication number:** DE10153360 (A1)**Publication date:** 2003-05-08**Inventor(s):** WIEBE PETER [DE]; INCE KASIM [DE] +**Applicant(s):** WIEBE PETER [DE] +**Classification:**

- International: A61B5/0404; A61B5/0476; A61B5/0488; A61B5/0402;
A61B5/0476; A61B5/0488; (IPC1-7): A61B5/0404; A61B5/0408;
A61B5/0476; A61B5/0478; A61B5/0492

- European: A61B5/0404; A61B5/0476; A61B5/0488

Application number: DE20011053360 20011029**Priority number(s):** DE20011053360 20011029**Cited documents:**

- DE19623149 (C1)
- DE19602347 (A1)
- US4350164 (A)
- EP0802766 (B1)

Abstract of DE 10153360 (A1)

Portable EEG rod for measurement of brain electrical activity comprises all the required technical medical equipment for measurement of EEG signals as well as electrodes, mechanical components, display elements, operating unit and an optional wireless communications element with a single housing (6). The electrodes have a sprung adjustable attachment mechanism.

Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide



Description of DE10153360

[Print](#)

[Copy](#)

[Contact Us](#)

[Close](#)

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

The invention relates to an apparatus and a method the corresponding preamble of Claim 1.

Application

The present invention relates to for apparatuses and method an immediate, immediate, mobile, network-independent, artifact-poor measurement the brain-electrical activities (electroencephalogram, EEG) in emergency situations, with routine investigations or with operations in the human and veterinary medicine make possible. Besides also other bioelectric signals can such as z. B. the Elektrookulogramms (EOG), the electrocardiogram (ELECTROCARDIOGRAM) or the Elektromyogramm (EMG) detected become.

State of the art

With the measurement of the electrical brain activity the current state of the brain (cortex) can become judged. The physician and psychologist Hans Berger (1873-1941, Jena, Germany) have the first systematic analyses and measurements of human brain-electrical signals performed. Already before Bergers discovery were such bioelectric appearances at the animal cortex observed. This electrical brain activity becomes since then designated as "electroencephalogram" or short as "EEG" and the method its registration as "Elektroenzephalographie". The Elektroenzephalographie has itself as a stationary procedure kind of condition in hospitals, clinics, neurological practices and in the sleep research established.

Beside the unmanageable, stationary EEG systems also different mobile exist and/or since some years, portable EEG apparatuses, which are ambulatory more insertable. Such portable EEG systems offer "micromed the medical electronics GmbH" (<http://www.micromed-medizin.de>) or the "black GmbH" (<http://www.schwarzer.net/neuro/deutsch/neuroset.htm>) beside others for example on.

Disadvantages of the state of the art

Major drawbacks of the existing, mobile EEG systems it consists of the fact that it itself for the immediate, immediate use in z. B. Extreme case and emergency situations good own, there expensive pretreatments of the deriving place, time-consuming positionings of the electrodes and electrical leads to the deriving places required are not. Furthermore disadvantages exist regarding the climatic conditions (rain, humidity, temperature) at the place of work, concerning a necessary rugged handling at the place of work and reference of the handiness (size, volume, weight) of the apparatuses.

So far no suitable mobile apparatuses and method the one immediate and immediate measurement of EEG signals in particular situations exist make possible.

Object of the invention

Object of the invention is, an apparatus and a method for a simple, miniaturized, handy, of rugged, network-independent, simple the one which can be served immediately operational EEG apparatus (EEG pin) for a fast spread in the medicine-technical equipment of the human and veterinary medicine to make available. In particular in extreme situations, an immediate measurement of the EEG signal at different locations of the head and/or, the body (with other biological signals) required. In trains of the BSE crisis possible this invention also in the veterinary medicine an improved and faster judgment of the health of animals.

Solution of the object

This object becomes by an apparatus and a method with the features claim 1 of the dissolved.

Advantages of the invention

- Small one, handy EEG system in pin form,
- Recording electrodes are resilient or rigid in housings integrated.
- With fitted with springs recording electrodes (if necessary, with joint), the electrodes the good head fit themselves and/or. Body form on. The spring force is more adjustable.
- By means of a simple electrode structure a made good, artifact-poor contact to the body surface.
- Use of once and/or, Multiple standard recording electrodes possible.
- All necessary components are in a small handy apparatus housed.
- Immediate one, immediate readiness of application for the measurement of the EEG (and/or, other biological signals) at the accident place, in extreme situations, with routine investigations or with operations at the brain.
- Use in the human and veterinary medicine (z. B. in the frame of the BSE crisis) possible.
- With different climatic conditions more insertable.
- With sealed housing underwater implementation is possible.
- Sterilization and/or, Disinfection of the system is possible because it is corresponding liquid tight designed.
- Patients can move themselves as the integrated electrodes no additional auxiliary personnel is required.
- No time-consuming pretreatment and Elektrodenpositionierung required.
- Local brain activity successively at different locations measurable z. B. suitable you the side comparison of the left and right brain half.
- There is the option, beside the bipolar derivative also monopolar a/cres derivatives (z. B. to accomplish with the help of an additional cable-tied ear electrode).
- There is different embodiments of the recording electrodes possible regarding a single-channel and/or, more-canal measurement.
- Applicable ones also for other biological signals (z. B. EMG, EOG, ELECTROCARDIOGRAM), z. B. as handy universal electrical biological signal detector.
- Immediate display of the measured signals and/or, medical relevant signal parameter in more graphic, more optical, more acoustic or other form, digital and/or, analog.
- With a visual signal indicator (EEG modulated audio signal in the audio range of the humans) the user can turn its visual attention to other operations.
- Option of the data storage of the measured data for the medical documentation and analysis.
- Option of the wireless transmission of the signals and/or, Data to clinic, practice, laboratory or a specialist.
- Insensitivity to interference of the signal derivative, there no longer electrode cables.

▲ top

- Good signal quality despite large disturbances, since an electronic "reference potential price increase" becomes inserted.
- Due to the technical simple implementation the system is inexpensive and has a far spreading potential in the medicine-technical equipment for different applications.
- The low current consumption of the EEG pin ensured prolonged readiness of application.
- Punctual ones, automatic recognition and warning of the user, if batteries are to weak.
- To protect particular closure of the electrode structure around electrodes against contamination and drainage.
- With more integrated, digital signal processing is the immediate, automatic evaluation of EEG and/or. other biological signals possible.
- Application with epilepsy patients.
- With the arrangement of many recording electrodes a graphic display of the associated field distribution ("Brainmapping") is possible.
- Applications in space travel for neurological experiments.

Embodiments of the invention are in the designs shown and become in the following more near described.

Show

Fig. 1 arrangement in principle of the components of a EEG pin.

Fig. 2 view on the electrode positioning of the EEG pin.

Fig. 3 sectional view to the clarity of the structure of the fitted with springs electrodes.

Fig. 4 block diagram representation of the analogue signal processing of the EEG pin.

Fig. 5 measured EEG Signalverlauf at the forehead of a subject.

Fig. 6 electronic circuit diagram.

Fig. 7 layout of the constructed SMD circuit.

Fig. 8 to Fig. 12 receptacles realized prototypes of the single-channel EEG pin.

Fig. 13 embodiment of a EEG pin with graphic LCD, LED display and/or. Analog display and/or. acoustic display.

Fig. 14 embodiment of a EEG pin with long-distance data transmission by radio, infrared one or other wireless transmission forms.

Fig. 15 embodiment of a miniaturized EEG pin.

The embodiment of a single-channel EEG pin consists of the subsequent parts:

Housing 5, screw caps 42, 43, batteries 7, electronics 8 and the mechanic 9 for the electrodes 10. The three electrical conductive electrode pins 1, 2, 3 are 5 stored with mechanical springs 4 in an electrical insulative full material. At the end of the electrode pins a pushbutton contact is 12 mounted at per a suitable electrode the 11 attached becomes in each case. From the single electrode pins in each case an electrical cable 13 to the electronics 8 leads 1, 2, 3, (Fig. 6), where the EEG signals become suitable amplified, conditioned, filtered and a display supplied. Over nuts the 14 on the deriving places the force can become set. The EEG pin will fit with the position 18 at the head supported and the fitted with springs electrodes itself the selected surface on.

Fig. 6, the operation of the EEG pin in the block diagram represents 4. The electric voltage 1.5 represents the amplified EEG signal, which 16 measured at the head surface becomes. While the electrode connections 1 and 2 pass the single-channel EEG signal on, the electrode connection 3 serves the suppression of spurious signals by the method of the so-called, "Reference potential price increase". The entire electronic circuit to the measurement of the EEG signals shows Fig. 6. The corresponding layout in SMD technique is in Fig. 7 imaged. Fig. the EEG signal of a subject shows 5, who with the EEG pin prototypes (Fig. 8 to Fig. 12) at the forehead derived and over the connector 17 with an oscilloscope recorded became.

Fig. 13, Fig. 14 and Fig. 15 shows other embodiments of a EEG pin with different options and alternatives. The measured EEG signals can become in analog 23, graphic 22, optisk 37 and acoustic 21 form displayed. With the switch 19 the EEG pin can switch on and/or switched off. A control light 20 (z. B. LED) indicates the operating condition of the apparatus. The embodiments of the EEG pin have a different large number at electrodes 2 G, depending upon need the fixed depending upon need and/or. resilient stored is. The cover 27, 28, 30 of the electrode device protect these of damage and drainage. Beside the immediate display of the measured EEG signals at the apparatus, the data can over a wireless transmission link (z. B. Radio 24, optical transmission 25, inductive coupling 39) to a receiving station to be passed on. Besides the gained data and signals can, (if necessary with other features such as z. B. Patient data, date, etc.) Internal stored and logged become. By the use of particular developed integrated circuits (z. B. ASICs), miniaturized components and subsystems is to be made smaller the size of the EEG pin still more other, so that a EEG pin in the size of a ball-point pen (Fig. 15) realized will can. It has a suitable fitted with springs and/or. rigid electrode execution 31 and a closure 30. The optional displays of the EEG signal are analog 36, graphic 35, acoustic 33 or optical 38. The visual display becomes suitable modulated by the measured EEG of signals. Just like in the embodiment after Fig. 14 also here, is a wireless transmission link provided. In this miniaturized or a similar handy form, it represents a novel apparatus and a novel method of a medicine-technical product, which has a far spreading potential in the human and veterinary medicine.

Except the system-dependent, bipolar derivative of the EEG pin 40 to an ear electrode 41, also monopoly acres a EEG derivative is feasible with an additional electrical lead.

The simultaneous graphic/coloured representation of the EEG signals at the individual electrodes a possible mobile "Brainmapping".



Claims of DE10153360

Print

Copy

Contact Us

Close

Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.

1. Apparatus and method of a EEG pin (Fig. 1, Fig. 8 - Fig. 15) to the measurement brain-electrical activity (electroencephalogram EEG) (Fig. 5) and other bioelectric signals (like z. B. Elektrokardiogramm EOG, electrocardiogram ELECTROCARDIOGRAM, Elektromyogramm EMG for the medicine-technical emergency, routine and operation equipment in the human and veterinary medicine, with the subsequent features: a small, mobile, network-independent, compact and rugged Elektroenzephalograph apparatus (EEG apparatus) in handy form of a pin (Fig. 13- Fig. 15), with other suitable sheet for the immediate, immediate and artifact-poor detection of EEG signals (Fig. 5) at the place of work without expensive pre-positioning of the deriving places and pediatric electrode positioning at the head (16) or on the skin for particular emergency, routine and operation situations (z. B., at the brain); a medicine-technical apparatus for the measurement of EEG signals (Fig. 5) that all required system components such as electrodes (10, 11, 26, 31), mechanical components (1, 2, 3, 4, 5, 12, 13, 14, 18), power supply (7), operating elements (19), display element (20, 21, 22, 23, 33, 35, 36, 37, 38) and optional wireless transmission members (24, 25, 39) in a single housing (6, 29) included; an apparatus and a method with rigid or more fitted with springs, if necessary with a joint provided attachment for once and/or. Multiple recording electrodes for artifact-poor signal collection; a medicine-technical apparatus, that as handler, universal insertable biological signal detector (Fig. 15) for different electrical biological signals (EEG, EOG, ELECTROCARDIOGRAM, EMG) and due to its small volume and weight of physician or medical auxiliary personnel always entrained and if necessary used series will come; a medicine-technical apparatus, that the measured biological signals or medical relevant signal parameters optional more immediate in more graphic (22, 35, 23) more optical (37, 38), more acoustic (33) or other form, digital and/or, analogue represents; a medicine-technical apparatus that with waterproof housing the derivative of biological signals both bottom adverse weather conditions and bottom waters possible.
2. Apparatus according to claim 1, with that the fitted with springs (4) or rigidly secured and if necessary, with a joint provided electrodes itself the head and/or, the body form to adapt can.
3. Apparatus and process according to claim 1 or 2, with that the spring force on the electrodes are more adjustable (4, 12, 14).
4. Apparatus and method after one of the previous claims, with that sterilization and/or. Disinfection of the system possible is, since it is corresponding liquid tight designed.
5. Apparatus and method after one of the previous claims, is required with which due to the handy dimensions and the integrated electrodes no additional auxiliary personnel.
6. Apparatus and method after one of the previous claims, with which the local brain activity can become successively measured at different locations, z. B. for the side comparison of the left and right brain half.
7. Apparatus and method after one of the previous claims, with that the option exist monopoly acres derivatives, z beside bipolar EEG derivatives also. B. with the help of an additional cable-tied (40) ear electrode (41), to accomplish.
8. Apparatus after one of the previous claims, with the different embodiments of the recording electrodes regarding a single-channel (Fig. 2, Fig. 6) and/or, more-canal measurement (Fig. 13, Fig. 14) possible are.
9. Apparatus and method after one of the previous claims, with in case of an acoustic signal indicator (21) (D. h. EEG modulated audio signal in the audio range of the humans) the user its visual attention other operations to turn can.
10. Apparatus after one of the previous claims, with the option of the storage of the measured data for the medical documentation and analysis.
11. Apparatus after one of the previous claims, with the option to wireless transmission (24, 25) of the signals and/or. Data to clinic, practice, laboratory or a specialist.
12. Apparatus and method after one of the previous claims, is ensured with which an insensitivity to interference of the signal derivative, since no longer electrode cables are required.
13. Apparatus and method after one of the previous claims, with which a good signal quality is present despite large disturbances, there an electronic "reference potential price increase" (Fig. 4, Fig. 6) inserted becomes.
14. Apparatus after one of the previous claims, with due to the technical simple implementation, the system inexpensive is and a far spreading potential in the medicine-technical equipment for different applications has.
15. Apparatus after one of the previous claims, with due to the small current consumption (Fig. 4, Fig. 6, Fig. 7, Fig. 15) the EEG pin a prolonged employment readiness ensured is.
16. Apparatus after one of the previous claims, with the one punctual, automatic recognition and warning at user the made, if the batteries became weak.
17. Apparatus and method after one of the previous claims, with which a particular closure (27, 28, 42, 30) of the electrode structure (10, 26, 31) protects the electrodes against contamination and drainage.
18. Apparatus after one of the previous claims, with with more integrated, digital signal processing the immediate, automatic evaluation of EEG and/or. other biological signals possible is.
19. Apparatus and method after one of the previous claims, possible with which the application of the apparatus is both in the human and in the veterinary medicine (z. B. with epilepsy Patienten or to the diagnosis of BSE with animals).
20. Apparatus and method after one of the previous claims, with the one arrangement of many recording electrodes (26) present is and a graphic display the associated electrical field distribution ("Brainmapping") possible.
21. Apparatus and method after one of the previous claims, to applications in space travel and for neurological experiments.

[top](#)

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 101 53 360 A 1

⑯ Int. Cl. 7:
A 61 B 5/0478
A 61 B 5/0492
A 61 B 5/0408
A 61 B 5/0476
A 61 B 5/0404

⑯ Aktenzeichen: 101 53 360.8
⑯ Anmeldetag: 29. 10. 2001
⑯ Offenlegungstag: 8. 5. 2003

⑯ Anmelder:
Wiebe, Peter, Dipl.-Ing., 58285 Gevelsberg, DE

⑯ Erfinder:
Wiebe, Peter, Dipl.-Ing., 58285 Gevelsberg, DE; Ince,
Kasim, Cand.-Ing., 47057 Duisburg, DE

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
zu ziehende Druckschriften:

DE	196 23 149 C1
DE	196 02 347 A1
US	43 50 164
EP	08 02 766 B1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Der Inhalt dieser Schrift weicht von den am Anmeldetag eingereichten Unterlagen ab

⑯ Vorrichtung und Verfahren eines EEG-Stiftes für die medizintechnische Notfall-, Routine- und
Operationsausrüstung in der Human- und Veterinärmedizin

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren entsprechend dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Anwendungsgebiet

[0002] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf Vorrichtungen und Verfahren die eine sofortige, unmittelbare, mobile, netzunabhängige, artefaktarme Messung Hirnelektrischer Aktivitäten (Elektroenzephalogramm, EEG) in Notfallsituationen, bei Routineuntersuchungen oder bei Operationen in der Human- und Veterinärmedizin ermöglichen. Daneben können auch weitere bioelektrische Signale wie z. B. das Elektrookulogramm (EOG), das Elektrokardiogramm (EKG) oder das Elektromyogramm (EMG) erfasst werden.

Stand der Technik

[0003] Mit der Messung der elektrischen Hirnaktivität kann der aktuelle Zustand des Gehirns (Cortex) beurteilt werden. Die ersten systematischen Analysen und Messungen humanaer Hirnelektrischer Signale hat der Arzt und Psychologe Hans Berger (1873-1941, Jena, Deutschland) durchgeführt. Bereits vor Bergers Entdeckung waren derartige bioelektrische Erscheinungen am tierischen Cortex beobachtet worden. Diese elektrische Hirnaktivität wird seitdem als "Elektroenzephalogramm" oder kurz als "EEG" und die Methode zu dessen Registrierung als "Elektroenzephalographie" bezeichnet. Die Elektroenzephalographie hat sich als ein stationäres Standardverfahren in Krankenhäusern, Kliniken, neurologischen Praxen und in der Schlaforschung etabliert.

[0004] Neben den unhandlichen, stationären EEG-Systemen existieren seit einigen Jahren auch unterschiedliche mobile bzw. portable EEG-Geräte, die ambulant einsetzbar sind. Solche portablen EEG-Systeme bieten neben anderen beispielsweise die "micromed Medizin-Elektronik GmbH" (<http://www.micromed-medizin.de>) oder die "Schwarzer GmbH" (<http://www.schwarzer.net/neuro/deutsch/neurosei.htm>) an.

Nachteile des Standes der Technik

[0005] Ein wesentlicher Nachteil der existierenden, mobilen EEG-Systeme bestehen darin, dass sie sich für den sofortigen, unmittelbaren Einsatz z. B. Extremsfall- und Notsituationen nicht gut eignen, da aufwendige Vorbereihungen der Ableitestelle, zeitaufwendige Positionierungen der Elektroden und elektrische Leitungen zu den Ableitestellen erforderlich sind. Ferner bestehen Nachteile hinsichtlich der Witterungsbedingungen (Regen, Feuchte, Temperatur) am Einsatzort, bezüglich einer notwendigen robuster Handhabung am Einsatzort und betrifft der Handlichkeit (Größe, Volumen, Gewicht) der Geräte.

[0006] Bisher existieren keine geeigneten mobilen Vorrichtungen und Verfahren die eine sofortige und unmittelbare Messung von EEG-Signalen in speziellen Situationen ermöglichen.

Aufgabe der Erfindung

[0007] Aufgabe der Erfindung ist es, eine Vorrichtung und ein Verfahren für ein einfaches, miniaturisiertes, handliches, robustes, netzunabhängiges, einfach zu bedienendes, sofort einsatzfähiges EEG-Gerät (EEG-Stift) für eine weite Verbreitung in der medizintechnischen Ausrüstung der Human-

und Veterinärmedizin, zur Verfügung zu stellen. Insbesondere in Extremsituationen, ist eine sofortige Messung des EEG-Signals an unterschiedlichen Stellen des Kopfes bzw. des Körpers (bei anderen Biosignalen) erforderlich. In Zuge der BSE-Krise ermöglicht diese Erfindung auch in der Veterinärmedizin eine verbesserte und schnellere Beurteilung des Gesundheitszustandes von Tieren.

Lösung der Aufgabe

[0008] Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung und ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Vorteile der Erfindung

- Kleines, handliches EEG-System in Stiftform.
- Ableitelektroden sind federnd oder starr in Gehäuse integriert.
- Bei gefederten Ableitelektroden (ggf. mit Gelenk), passen sich die Elektroden gut der Kopf bzw. Körperform an. Die Federkraft ist einstellbar.
- Durch den federnden Elektrodenaufbau erfolgt ein guter, artefaktarmer Kontakt zur Körperoberfläche.
- Verwendung von Einmal- bzw. Mehrfach Standard-Ableitelektroden möglich.
- Alle notwendigen Komponenten sind in einem kleinen handlichen Gerät untergebracht.
- Unmittelbare, sofortige Einsatzbereitschaft für die Messung des EEG (bzw. anderer Biosignale) am Fallort, in Extremsituationen, bei Routineuntersuchungen oder bei Operationen am Gehirn.
- Einsatz in der Human- und Veterinärmedizin (z. B. im Rahmen der BSE-Krise) möglich.
- Bei unterschiedlichen Witterungsbedingungen einsetzbar.
- Bei abgedichtetem Gehäuse ist ein Unterwassereinsatz möglich.
- Sterilisierung bzw. Desinfektion des Systems ist möglich, da es entsprechend flüssigkeitsdicht gestaltet ist.
- Wegen der handlichen Abmessungen und der integrierten Elektroden ist kein zusätzliches Hilfspersonal erforderlich.
- Keine zeitaufwendige Vorbehandlung und Elektrodenpositionierung erforderlich.
- Lokale Hirnaktivität nacheinander an unterschiedlichen Stellen messbar z. B. geeignet Ihr den Seitenvergleich der linken und rechten Hirnhälften.
- Es besteht die Option, neben der bipolaren Ableitung auch monopolare Ableitungen (z. B. mit Hilfe einer zusätzlichen kabelgebundenen Ohr-Elektrode) durchzuführen.
- Es sind unterschiedliche Ausführungsformen der Ableitelektroden möglich hinsichtlich einer einkanalligen bzw. mehrkanaliger Messung.
- Anwendbar auch für weitere Biosignale (z. B. EMG, EOG, EKG), z. B. als handlicher universeller elektrischer Biosignaldetektor.
- Unmittelbare Anzeige der gemessenen Signale bzw. medizinisch relevanter Signalparameter in graphischer, optischer, akustischer oder anderer Form, digital bzw. analog.
- Bei akustischer Signalanzeige (EEG-modulierter Signalton im Hörbereich des Menschen) kann der Anwender seine visuelle Aufmerksamkeit anderen Tätigkeiten zuwenden.
- Option der Datenspeicherung der gemessenen Daten für die medizinische Dokumentation und Analyse.

- Option der drahtlosen Übertragung der Signale bzw. Daten an Klinik, Praxis, Labor oder einen Spezialisten.
- Störungenempfindlichkeit der Signalableitung, da keine längeren Elektrodenkabel.
- Gute Signalqualität trotz großer Störungen, da eine elektronische "Bezugspotentialsteuerung" eingesetzt wird
- Aufgrund der technisch einfachen Realisierung ist das System kostengünstig und hat ein weites Verbreitungspotential in der medizintechnischen Ausrüstung für unterschiedliche Anwendungsgebiete.
- Der geringe Stromverbrauch des EEG-Stiftes gewährleistet lange Einsatz-Bereitschaft.
- Rechtzeitige, automatische Erkennung und Warnung des Anwenders, falls Batterien zu schwach sind.
- Spezieller Verschluss des Elektroden-Aufbaus um Elektroden vor Verunreinigung und Austrocknung zu schützen
- Mit integrierter, digitaler Signalverarbeitung ist die unmittelbare, automatische Auswertung von EEG- bzw. anderer Biosignale möglich.
- Anwendung bei Epilepsie-Patienten.
- Bei der Annotierung vieler Ableitelektroden ist eine graphische Anzeige der zugehörigen Feldverteilung ("Brainmapping") möglich.
- Anwendungen in Raumfahrt für neurologische Experimente.

[0009] Ausführungsformen der Erfindung sind in den Zeichnungen dargestellt und werden im folgenden näher beschrieben.

[0010] Es zeigen

[0011] Fig. 1 Prinzipielle Anordnung der Komponenten eines EEG-Stiftes.

[0012] Fig. 2 Sicht auf die Elektrodenpositionierung des EEG-Stiftes.

[0013] Fig. 3 Schnittbild zur Verdeutlichung des Aufbaus der gefederten Elektroden.

[0014] Fig. 4 Blockschaltbilddarstellung der analogen Signalverarbeitung des EEG-Stiftes.

[0015] Fig. 5 Genommener EEG-Signalverlauf an der Stirn eines Probanden.

[0016] Fig. 6 Elektronischer Schaltplan.

[0017] Fig. 7 Layout der aufgebauten SMD-Schaltung.

[0018] Fig. 8 bis Fig. 12 Aufnahmen des realisierten Prototypen eines einkanaligen EEG-Stiftes.

[0019] Fig. 13 Ausführungsform eines EEG-Stiftes mit graphischer LCD-, LED-Anzeige bzw. Analoganzeige bzw. akustischer Anzeige.

[0020] Fig. 14 Ausführungsform eines EEG-Stiftes mit Datenfernübertragung per Funk, Infrarot oder anderen drahtlosen Übertragungsformen.

[0021] Fig. 15 Ausführungsform eines miniaturisierten EEG-Stiftes.

[0022] Das Ausführungsbeispiel eines einkanaligen EEG-Stiftes besteht aus folgenden Teilen:

Gehäuse 6, Schraubkappen 42, 43, Batterien 7, Elektronik 8 und der Mechanik 9 für die Elektroden 10. Die drei elektrisch leitfähigen Elektrodenstifte 1, 2, 3 sind mit mechanischen Federn 4 in einem elektrisch isolierenden Vollmaterial 5 gelagert. Am Ende der Elektrodenstifte ist jeweils ein Druckknopfkontakt 12 angebracht an dem je eine geeignete Elektrode 11 befestigt wird. Von den einzelnen Elektrodenstiften 1, 2, 3 führt jeweils ein elektrisches Kabel 13 zu der Elektronik 8, (Fig. 6), wo die EEG-Signale geeignet verstärkt, aufbereitet, gefiltert und einer Anzeige zugeführt werden. Über die Muttern 14 kann die auf die Ableitstellen wirkende Kraft eingestellt werden. Der EEG-Stift wird mit

der Position 18 am Kopf abgestützt und die gefederten Elektroden passen sich der gewählten Oberfläche an.

Fig. 4 stellt die Funktionsweise des EEG-Stiftes im Blockschaltbild dar. Die elektrische Spannung 1 S stellt das verstärkte EEG-Signal dar, welches an der Kopfoberfläche 16 gemessen wird. Während die Elektrodenanschlüsse 1 und 2 das einkanale EEG-Signal weiterleiten, dient der Elektrodenanschluß 3 der Unterdrückung von Störsignalen durch die Methode der sog. "Bezugspotentialsteuerung". Die gesamte elektronische Schaltung zur Messung der EEG-Signale zeigt Fig. 6. Das entsprechende Layout in SMD-Technik ist in Fig. 7 abgebildet. Fig. 5 gibt das EEG-Signal eines Probanden wieder, welches mit dem EEG-Stift-Prototypen (Fig. 8 bis Fig. 12) an der Stirn abgeleitet und über die Steckverbindung 17 mit einem Oszilloskop aufgezeichnet wurde.

[0023] Fig. 13, Fig. 14 und Fig. 15 zeigen weitere Ausführungsformen eines EEG-Stiftes mit unterschiedlichen Optionen und Alternativen. Die gemessenen EEG-Signale können in analoger 23, graphischer 22, optischer 37 und akustischer 21 Form angezeigt werden. Mit dem Schalter 19 wird der EEG-Stift eingeschaltet bzw. ausgeschaltet. Eine Kontrolleleuchte 20 (z. B. LED) zeigt den Betriebszustand des Gerätes an. Die Ausführungsformen des EEG-Stiftes haben je nach Bedarf eine unterschiedlich große Anzahl an Elektroden 2 G, die je nach Bedarf fest bzw. federnd gelagert sind. Die Abdeckung 27, 28, 30 der Elektrodenvorrichtung schützen diese von Beschädigung und Austrocknung. Neben der unmittelbaren Anzeige der gemessenen EEG-Signale am Gerät, können die Daten über eine drahtlose Übertragungsstrecke (z. B. Funk 24, optische Übertragung 25, induktive Kopplung 39) an eine Empfangsstation weitergeleitet werden. Daneben können die gewonnenen Daten und Signale, (ggf.) mit weiteren Merkmalen wie z. B. Patientendaten, Datum, etc.) intern gespeichert und protokolliert werden. Durch den Einsatz speziell entwickelter integrierter Schaltungen (z. B. ASICs), miniaturisierter Komponenten und Teilsysteme ist die Größe des EEG-Stiftes noch weiter zu verkleinern, so dass ein EEG-Stift in der Größe eines Kugelschreibers (Fig. 15) realisiert werden kann. Er hat eine geeignigt gefederte bzw. starre Elektrodenausführung 31 und einen Verschluß 30. Die optionalen Anzeigen des EEG-Signals sind analog 36, graphisch 35, akustisch 33 oder optisch 38. Die optische Anzeige wird durch die gemessenen EEG-Signale geeignet moduliert. Ebenso wie im Ausführungsbeispiel nach Fig. 14, ist auch hier eine drahtlose Übertragungsstrecke vorgesehen. In dieser miniaturisierten oder einer ähnlich handlichen Form, stellt es eine neuartige Vorrichtung und ein neuartiges Verfahren eines medizintechnischen Produktes dar, das ein weites Verbreitungspotential in der Human- und Veterinärmedizin hat.

[0024] Außer der systembedingten, bipolaren Ableitung des EEG-Stiftes ist mit einer zusätzlichen elektrischen Leitung 40 zu einer Ohrelektrode 41, auch eine monopolare EEG-Ableitung durchführbar.

[0025] Die gleichzeitige graphische/farbliche Darstellung der EEG-Signale an den einzelnen Elektroden ermöglicht ein mobiles "Brainmapping".

Patentansprüche

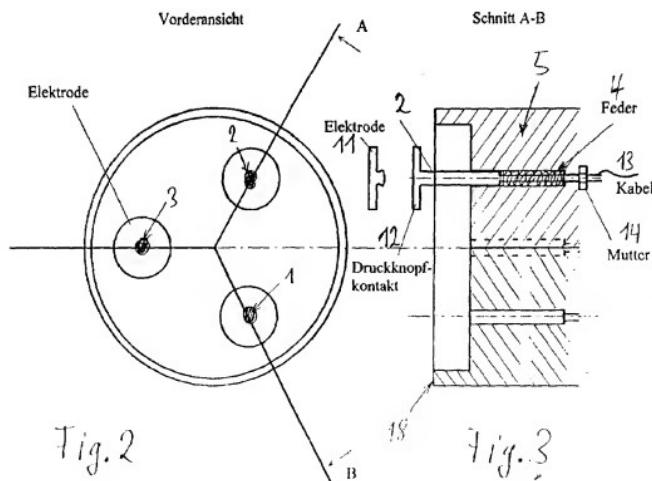
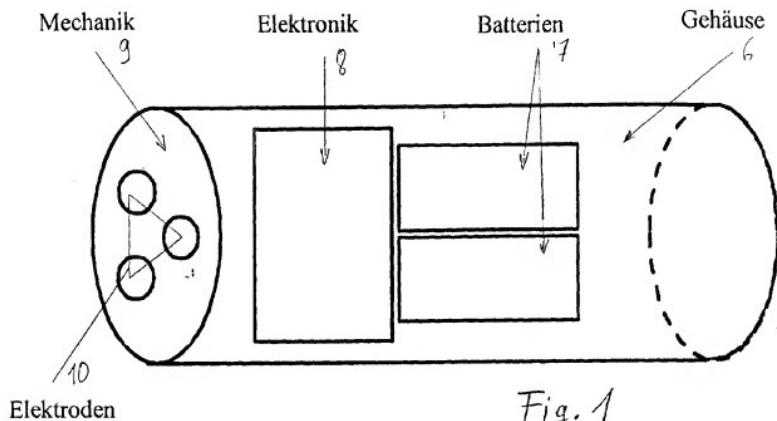
1. Vorrichtung und Verfahren eines EEG-Stiftes (Fig. 1, Fig. 8 - Fig. 15) zur Messung Hirnelektrischer Aktivität (Elektroenzephalogramm EEG) (Fig. 5) und weiterer bioklektischer Signale (wie z. B. Elektrokulogramm EOG, Elektrokardiogramm EKG, Elektromyogramm EMG) für die medizintechnische Notfall-, Routine- und Operationsausrüstung in der Human- und Ve-

- terinarmedizin, mit folgenden Merkmalen:
ein kleines, mobiles, netzunabhängiges, kompaktes und robustes Elektroenzephalographie-Gerät (EEG-Gerät) in handlicher Form eines Stiftes (Fig. 13 - Fig. 15), oder in anderer geeigneter Form für die sofortige, unmittelbare und artefaktarme Erfassung von EEG-Signalen (Fig. 5) am Einsatzort ohne aufwendige Vorbehandlung der Ableitstellen und umständliche Elektrodenpositionierung am Kopf (16) oder auf der Haut für spezielle Notfälle, Routine und Operationssituationen (z. B. am Gehirn);
ein medizintechnisches Gerät für die Messung von EEG-Signalen (Figur 5) dass alle erforderlichen Systemkomponenten wie Elektroden (10, 11, 26, 31), mechanische Komponenten (1, 2, 3, 4, 5, 12, 13, 14, 18), 15 Stromversorgung (7), Bedienelemente (19), Anzeigeelement (20, 21, 22, 23, 33, 35, 36, 37, 38) und optional drahtlose Übertragungselemente (24, 25, 39) in einem einzigen Gehäuse (6, 29) beinhaltet;
- eine Vorrichtung und eines Verfahrens mit starrer oder gefedelter, ggf. mit einem Gelenk versehener Befestigung für Einmal- bzw. Mehrfach-Ableitelektroden zur artefaktarmen Signalerfassung;
- ein medizintechnisches Gerät, das als handlicher, universell einsetzbarer Biosignalendetektor (Fig. 15) für unterschiedliche elektrische Biosignale (EEG, EOG, EKG, EMG) dient und aufgrund seines geringen Volumens und Gewichts von Ärzten oder ärztlichem Hilfspersonal stets mitgeführt und im Bedarfsfall verwendet werden kann; 30
- ein medizintechnisches Gerät, das die gemessenen Biосignale oder medizinisch relevante Signalparameter optional unmittelbar graphischer (22, 35, 23) optischer (37, 38), akustischer (33) oder anderer Form, digital bzw. analog darstellt; 35
- ein medizintechnisches Gerät, dass mit wasserfestem Gehäuse die Ableitung von Biosignalen sowohl unter widrigen Wetterbedingungen als auch unter Wasser ermöglicht.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die gefederten (4) oder starre befestigten und ggf. mit einem Gelenk versehenen Elektroden sich der Kopf bzw. der Körperform anpassen können.
3. Vorrichtung und Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei der die Federkraft auf die Elektroden einstellbar ist 45 (4, 12, 14).
4. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der die Sterilisierung bzw. Desinfektion des Systems möglich ist, da es entsprechend flüssigkeitsdicht gestaltet ist. 50
5. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der aufgrund der handlichen Abmessungen und der integrierten Elektroden kein zusätzliches Hilfspersonal erforderlich ist.
6. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der die lokale Hirnaktivität nacheinander an unterschiedliche Stellen gemessen werden kann, z. B. für den Seitenvergleich der linken und rechten Hirnhälften. 55
7. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der die Option besteht neben bipolaren EEG-Ableitungen auch monopolare Ableitungen, z. B. mit Hilfe einer zusätzlichen kabelgebundenen (40) Ohr-Elektrode (41), durchzuführen.
8. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, 60 bei der unterschiedliche Ausführungsformen der Ableitelektroden hinsichtlich einer einkanaligen (Fig. 2, Fig. 6) bzw. mehrkanaliger Messung (Fig. 13, Fig. 14)

möglich sind.

9. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der im Falle einer akustischen Siganlazicze (21) (d. h. EEG-modulierter Signallton im Hörbereich des Menschen) der Anwender seine visuelle Aufmerksamkeit anderen Tätigkeiten zuwenden kann.
10. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, mit der die Option der Speicherung der gemessenen Daten für die medizinische Dokumentation und Analyse.
11. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, mit der die Option zu drahtlosen Übertragung (24, 25) der Signale bzw. Daten an Klinik, Praxis, Labor oder einen Spezialisten.
12. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der eine Störungsempfindlichkeit der Signalableitung gewährleistet ist, da keine längeren Elektrodenkabel erforderlich sind.
13. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der eine gute Signalqualität trotz großer Störungen vorliegt, da eine elektronische "Begrenzungspotentialsteuerung" (Fig. 4, Fig. 6) eingesetzt wird.
14. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der aufgrund der technisch einfachen Realisierung, das System kostengünstig ist und ein weites Verbreitungspotential in der medizintechnischen Ausrüstung für unterschiedliche Anwendungsbereiche hat.
15. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der aufgrund des geringen Stromverbrauchs (Fig. 4, Fig. 6, Fig. 7, Fig. 15) das EEG-Stiftes eine lange Einsatz-Bereitschaft gewährleistet ist.
16. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der eine rechtzeitige, automatische Erkennung und Warnung an den Anwenders erfolgt, falls die Batterien zu schwach geworden sind.
17. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der ein spezieller Verschluss (27, 28, 42, 30) des Elektroden-Aufbaus (10, 26, 31) die Elektroden vor Verunreinigung und Austrocknung schützt.
18. Vorrichtung nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der mit integrierter, digitaler Signalverarbeitung die unmittelbare, automatische Auswertung von EEG- bzw. anderer Biosignale möglich ist.
19. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der die Anwendung des Gerätes sowohl in der Human- als auch in der Veterinärmedizin möglich ist (z. B. bei Epilepsie-Patienten oder zur Diagnose von BSE bei Tieren).
20. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei der eine Anordnung vieler Ableitelektroden (26) vorhanden ist und eine graphische Anzeige die zugehörigen elektrischen Feldverteilung ("Brainmapping") ermöglicht.
21. Vorrichtung und Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, zur Anwendungen in Raumfahrt und für neurologische Experimente.

- Leerseite -



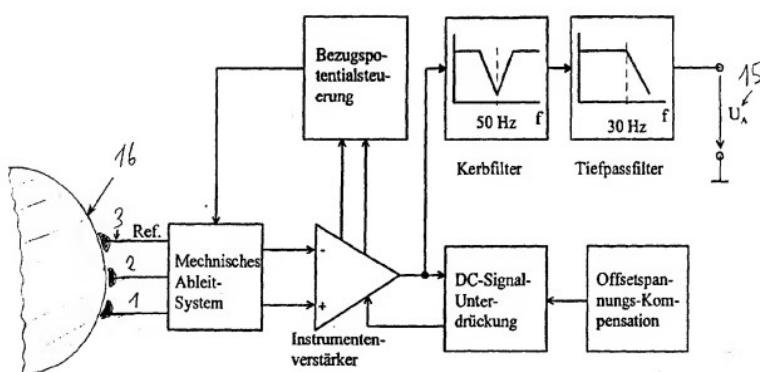


Fig. 4

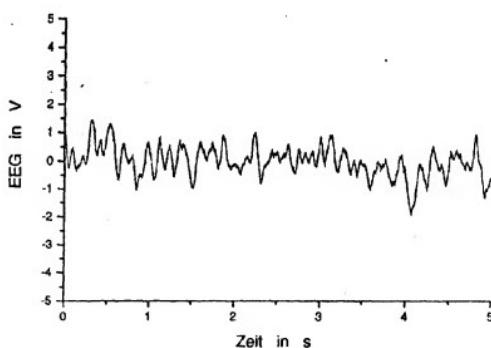
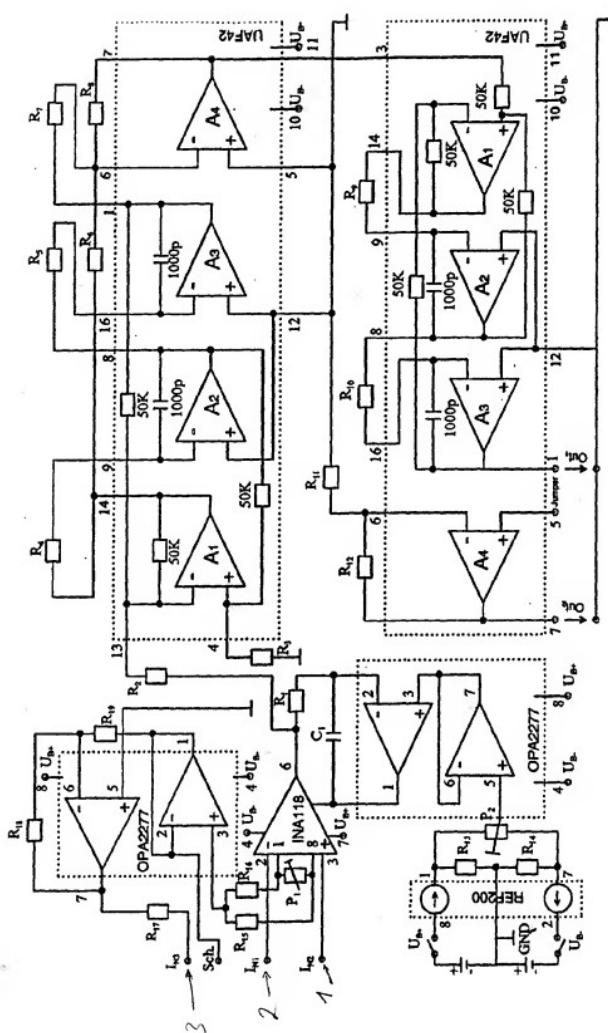
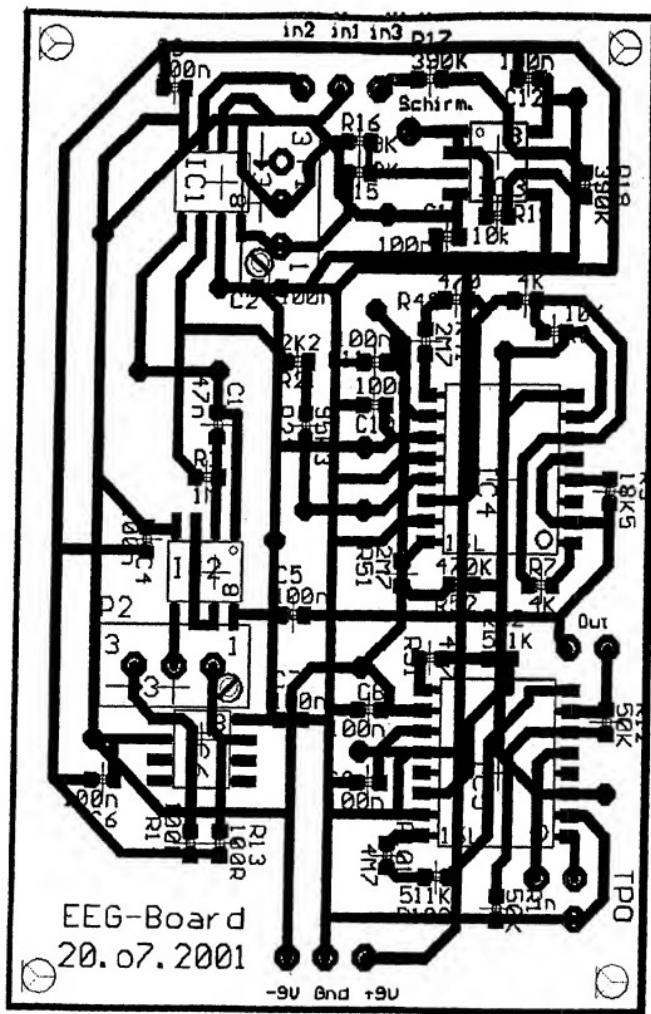


Fig. 5



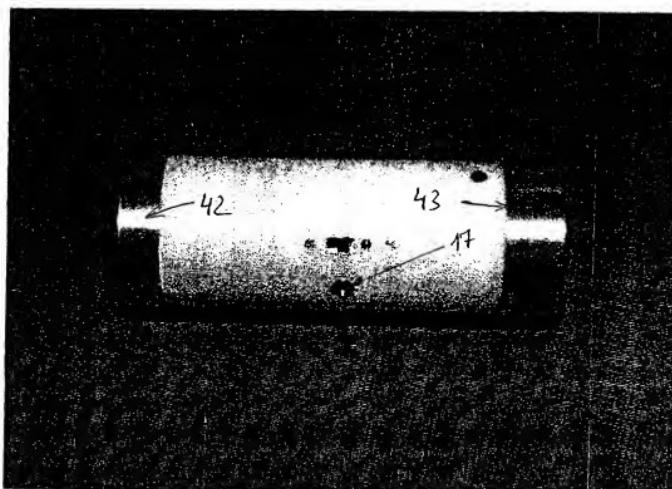
GND: Masse; U_{bb} : +9V; Ub : -9V; I_{in1} , I_{in2} , I_{in3} : Elektrodenanschluß; I_{ref} : Referenzelektrode; Sch: Schirmung (unbenutzt); U_{out1} , U_{out2} : Ausgänge.

Fig. 6



SMD-Board: Vorder- und Rückseite. Maße: 4 cm x 6 cm.

Fig. 7



Abmessungen: Durchmesser: 5 cm ; Länge: 15 cm

Fig. 8

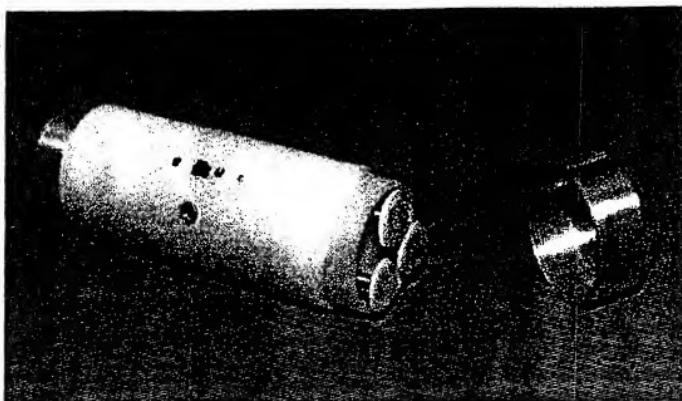


Fig. 9

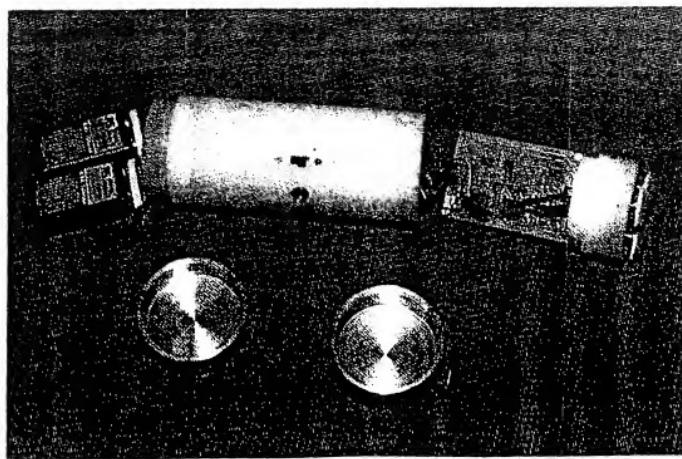


Fig. 10

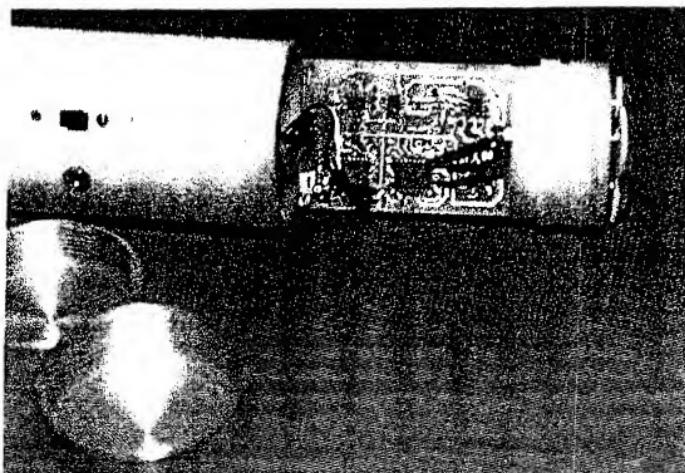


Fig. 11

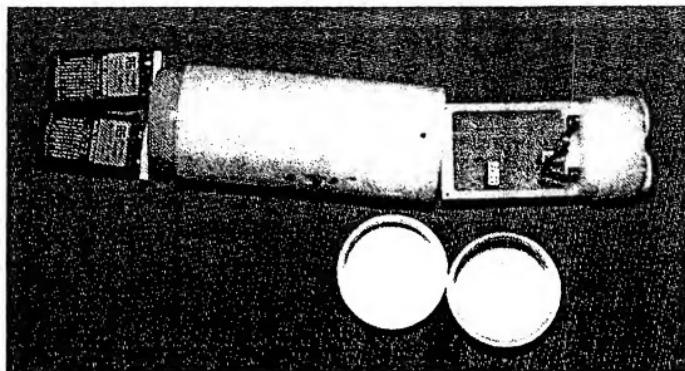


Fig. 12

